

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-163558

(43)公開日 平成7年(1995)6月27日

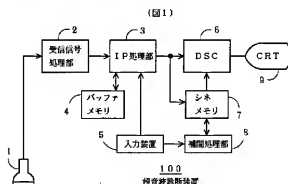
(51) Int.Cl. ⁸ A 6 1 B 8/00 G 0 6 T 1/00 H 0 4 N 7/18	識別記号 庁内整理番号 9361-4C	技 術 表 示 箇 所
	Q	G 0 6 F 15/ 62 3 9 0 D
		審査請求 未請求 請求項の数14 O L (全 8 頁)
(21) 出願番号	特願平5-310734	(71) 出願人 000121936 ジーイー横浜メディカルシステム株式会社 東京都日野市旭が丘 4 丁目 7 番地の127
(22) 出願日	平成 5 年(1993) 12月10日	(72) 発明者 沈 雲 東京都日野市旭が丘 4 丁目 7 番地の127 横浜メディカルシステム株式会社内
		(72) 発明者 橋本 浩 東京都日野市旭が丘 4 丁目 7 番地の127 横浜メディカルシステム株式会社内
		(74) 代理人 弁理士 有近 紳志郎

(54)【発明の名称】 超音波診断装置におけるIP処理方法および超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【目的】 超音波診断装置において、最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像を、リアルタイムに得る。

【構成】 I/P処理部3は、超音波プローブ1で得た最初のフレームデータをI/Pデータとしてバッファメモリ4に記憶する。次に、超音波プローブ1をスクリーン面に略垂直な方向に移動させて所定位置毎に順に取得した2番目以降のフレームデータが入力されたときに、そのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶したI/Pデータ中から読み出し、両データの間でI/P処理を行い、その結果をI/Pデータ中の一つのデータとして前記バッファメモリに書き込むことを繰り返す。そして、フレームデータが順に入力されるとともに並行して前記バッファメモリ4のI/Pデータを順に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波プローブを移動させながら所定位置ごとのフレームデータを順に取得するフレームデータ取得ステップと、最初のフレームデータ又は最新の1Pデータをバッファメモリに記憶するバッファメモリ記憶ステップと、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すバッファメモリ読出ステップと、前記フレームデータ中の一つのデータとそれに対応してバッファメモリから読み出したデータの間で最大値、最小値、平均値、最大値＋最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータと前記バッファメモリの内容を更新する1P処理ステップと、フレームデータが入力されるのと並行して最新の1Pデータを画像表示するか又は最後のフレームデータが入力され終わったときに最後の1Pデータを画像表示する画像表示ステップとを有することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項2】 請求項1に記載の1P処理方法において、バッファメモリ読出ステップが、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に最も近い一つのデータをバッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すことを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項3】 請求項1に記載の1P処理方法において、バッファメモリ読出ステップが、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に近い複数のデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出し、1P処理ステップが、前記バッファメモリから読み出された複数のデータから補間演算により一つの補間データを得て、フレームデータ中の一つのデータと前記補間データの間で最大値、最小値、平均値、最大値＋最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータとし前記バッファメモリの内容を更新することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項4】 請求項1に記載の1P処理方法において、バッファメモリ読出ステップが、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に最も近い一つのデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出し、1P処理ステップが、前記バッファメモリから読み出されたデータについてのスキャン面上の位置に近い前記フレームデータ中の複数のデータから補間演算により一つの補間データを得て、その補間データと前記バッファメモリから読み出し

たデータの間で最大値、最小値、平均値、最大値＋最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータとし前記バッファメモリの内容を更新することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項5】 請求項1から請求項4のいずれかに記載の1P処理方法において、複数の投影方向について並行して1P処理を行うことを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

10 【請求項6】 請求項1から請求項5のいずれかに記載の1P処理方法において、同一平面に含まれる異なる投影方向について1P処理を行って得た複数の1Pデータの間で補間演算を行って、新たな1Pデータを求める補間1Pデータ取得ステップをさらに有することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項7】 請求項1から請求項6のいずれかに記載の1P処理方法において、同一平面に含まれる異なる投影方向について1P処理を行って得た複数の1Pデータ又はそれら1Pデータおよび補間演算を行って得た新たな1Pデータを、投影方向の変化する順に連続して表示するシネ表示ステップをさらに有することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法。

【請求項8】 超音波プローブと、その超音波プローブを移動させながら所定位置ごとに取得したフレームデータのうちの最初のフレームデータ又は最新の1Pデータを記憶するバッファメモリと、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すバッファメモリ読出手段と、前記フレームデータ中の一つのデータとそれに対応してバッファメモリから読み出したデータの間で最大値、最小値、平均値、最大値＋最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータとし前記バッファメモリの内容を更新する1P処理手段と、フレームデータが入力されるのと並行して最新の1Pデータを画像表示するか又は最後のフレームデータが入力され終わったときに最後の1Pデータを画像表示する画像表示手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

40 【請求項9】 請求項8に記載の超音波診断装置において、バッファメモリ読出手段が、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に最も近い一つのデータをバッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 請求項8に記載の超音波診断装置において、バッファメモリ読出手段が、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に近い複数のデー

データを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は I P データ中から読み出し、I P 処理手段が、前記バッファメモリから読み出された複数のデータから補間演算により一つの補間データを得て、フレームデータ中の一つのデータと前記補間データの間で最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの I P 処理を行いそれを最新の I P データ中の一つのデータとし前記バッファメモリの内容を更新することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】 請求項 8 に記載の超音波診断装置において、バッファメモリ読出手段が、2 番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に最も近い一つのデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は I P データ中から読み出し、I P 処理手段が、前記バッファメモリから読み出されたデータについてのスキャン面上の位置に近い前記フレームデータ中の複数のデータから補間演算により一つの補間データを得て、その補間データと前記バッファメモリから読み出したデータの間に最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの I P 処理を行いそれを最新の I P データ中の一つのデータとし前記バッファメモリの内容を更新することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】 請求項 8 から請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置において、複数の投影方向について並行して I P 処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】 請求項 8 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置において、同一平面に含まれるが異なる投影方向について I P 処理を行って得た複数の I P データの間で補間演算を行って、新たな I P データを求める補間 I P データ取得手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】 請求項 8 から請求項 13 のいずれかに記載の超音波診断装置において、同一平面に含まれるが異なる投影方向について I P 処理を行って得た複数の I P データ又はそれら I P データおよび補間演算を行って得た新たな I P データを、投影方向の変化する順に連続して表示するシネ表示手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、超音波診断装置における I P (Intensity Projection) 処理方法および超音波診断装置に関し、更に詳しくは、与えられた投影方向についての最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像をリアルタイムに得ることが出来る超音波診断装置における I P 処理方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 図 10 は、C T や M R I における I P 処理方法のフローチャートである。ステップ V1 では、C T や M R I で得た複数のスライスデータを読み込む。これらスライスデータは、スライス面に垂直な方向に並ぶ所定位置ごとの各スライスデータである。ステップ V2 では、スライスデータをボリュームデータに変換する。ステップ V3 では、操作者が所望の投影方向を指定する。ステップ V4 では、前記指定された投影方向が基準投影方向に対してなす角度だけボリュームデータを逆回転させ、新たなボリュームデータを得る。これは、実際には、ボリュームデータの全ボクセルデータを、アフィン変換により逆回転させることにより行う。新たなボリュームデータに対しては、前記指定された投影方向は、前記基準投影方向に一致することとなる。ステップ V5 では、上記新たなボリュームデータの各ボクセルデータから補間処理（例えば最近傍補間処理や、線型補間処理など）によって、 $x-y-z$ 座標系の各格子点のボクセルデータを算出する。ステップ V6 では、上記算出した各格子点のボクセルデータを基準投影方向（＝指定された投影方向）に沿って検査し、ボクセルデータの最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像を求める I P 処理を行う。なお、最大値の投影像では、血管を目立たせることが可能である。また、最小値の投影像では、病変部を目立たせることが可能である。また、平均値の投影像では、特定の情報を目立たせることはできないが、全ての情報を見ることが出来る。また、最大値+最小値の投影像は、最大値の投影像と最小値の投影像とを加え合わせたものと等価である。従って、最大値+最小値の投影像では、血管と病変部とを同時に目立たせることが可能である。ステップ V7 では、上記投影像を画像表示する。ステップ V8 では、操作者が投影方向を変更したかをチェックする。操作者が投影方向を変更するなら、前記ステップ V3 に戻る。操作者が投影方向を変更しないなら、処理を終了する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記 C T や M R I における I P 処理方法は、超音波診断装置における I P 処理方法としても適用可能である。但し、全てのスライスデータを得た後で I P 処理を行うこと、および、ボリュームデータの全てのボクセルデータを逆回転させる演算に長時間かかることから、リアルタイム性は得られない。しかし、超音波診断装置は、医師がリアルタイムに操作しながら診断するのに使われる場合がほとんどであるため、リアルタイム性に欠けることは重大な問題点である。そこで、この発明の目的は、超音波診断装置において、最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像をリアルタイムに得ることが出来る I P 処理方法を提供することにある。また、その I P 処理方法を実施する超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、この発明は、超音波プローブを移動させながら所定位置ごとのフレームデータを順に取得するフレームデータ取得ステップと、最初のフレームデータ又は最新の1Pデータをバッファメモリに記憶するバッファメモリ記憶ステップと、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すバッファメモリ読出手段と、前記フレームデータ中の一つのデータとそれに対応してバッファメモリから読み出したデータの間に最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータと前記バッファメモリの内容を更新する1P処理ステップと、フレームデータが入力されるのと並行して最新の1Pデータを画像表示するか又は最後のフレームデータが入力されたときに最後の1Pデータを画像表示する画像表示ステップとを有することを特徴とする超音波診断装置における1P処理方法を提供する。

【0005】第2の観点では、この発明は、超音波プローブと、その超音波プローブを移動させながら所定位置ごとに取得したフレームデータのうちの最初のフレームデータ又は最新の1Pデータを記憶するバッファメモリと、2番目以降のフレームデータが入力されたときにそのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すバッファメモリ読出手段と、前記フレームデータ中の一つのデータとそれに対応してバッファメモリから読み出したデータの間に最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの1P処理を行いそれを最新の1Pデータ中の一つのデータと前記バッファメモリの内容を更新する1P処理手段と、フレームデータが入力されるのと並行して最新の1Pデータを画像表示するか又は最後のフレームデータが入力されたときに最後の1Pデータを画像表示する画像表示手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0006】なお、上記構成において、フレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータをバッファメモリに記憶したフレームデータ又は1Pデータ中から読み出すのは、例えば次の(1)または(2)の方式によりアドレスを求め、そのアドレスをバッファメモリに与えて読み出すのが好ましい。

(1) 2番目以降のフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に最も近い一つのデータのアドレスを求める。

(2) 2番目以降のフレームデータ中の一つのデータについての投影面上の位置に近い複数のデータ(例えば当該位置の周囲4点のデータ)の各アドレスを求める。

【0007】上記(1)の方式によるアドレスで読み出したデータに対しては、例えば次に示す[1]または[2]の方式により1P処理を行うのが好ましい。

[1] 2番目以降のフレームデータ中の一つのデータと、バッファメモリから読み出されたデータとの間で1P処理を行う。

[2] バッファメモリから読み出されたデータについてのスキャン面上の位置に近い前記フレームデータ中の複数のデータ(例えば当該位置の周囲4点のデータ)から補間演算により一つの補間データを得て、その補間データと前記バッファメモリから読み出したデータの間に1P処理を行う。

【0008】上記(2)の方式によるアドレスで読み出したデータに対しては、例えば次に示す[3]の方式により1P処理を行うのが好ましい。

[3] バッファメモリから読み出された複数のデータから補間演算により一つの補間データを得て、フレームデータ中の一つのデータと前記補間データの間に1P処理を行う。

【0009】また、複数の投影方向が予め設定されているか又は操作者により指定された場合、複数の投影方向について並行して1P処理を行うのが好ましい。また、同一平面に含まれるが異なる投影方向についての複数の1Pデータを得た後で、それら投影方向の間の新たな投影方向について1Pデータを得たい場合は、既に得た複数の1Pデータの間に補間演算を行って、新たな投影方向についての1Pデータを求めるのが好ましい。また、シネ表示したい場合は、同一平面に含まれるが異なる投影方向について1P処理を行って得た複数の1Pデータを投影方向の変化する順に連続して表示するか、又は、前記複数の1Pデータおよびそれら複数の1Pデータの間に補間演算を行って得た新たな1Pデータを投影方向の変化する順に連続して表示するのが好ましい。

【0010】

【作用】この発明による超音波診断装置における1P処理方法および超音波診断装置では、超音波プローブで得た最初のフレームデータをバッファメモリに記憶する。次に、超音波プローブをスキャン面に略垂直な方向に所定位置まで移動させて取得した2番目のフレームデータ

40 が入力されたときに、そのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記憶した最初のフレームデータ中から読み出し、両データの間に最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの1P処理を行い、その結果を最新の1Pデータ中の一つのデータとして前記バッファメモリに書き込む。その後、超音波プローブをスキャン面に略垂直な方向に移動させて所定位置毎に順に取得した3番目以降のフレームデータが入力されたときに、そのフレームデータ中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータを前記バッファメモリに記

値した最新のI Pデータ中から読み出し、両データの間で最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つのI P処理を行い、その結果を最新のI Pデータ中の一つのデータとして前記バッファメモリに書き込むことを繰り返す。そして、フレームデータが順に入力されると並行して前記バッファメモリの最新のI Pデータを画像表示するか、又は、最後のフレームデータが入力され終わったときに、最後のI Pデータを画像表示する。これによれば、フレームデータが順に入力されるのと並行して最新のI Pデータが得られること、および、長時間かかるボリュームデータ逆回転演算が要らないことから、最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像をリアルタイムに得られるようになる。

【0011】

【実施例】以下、図に示す実施例によりこの発明をさらに詳しく説明する。なお、これによりこの発明が限定されるものではない。図1は、この発明の超音波診断装置の一実施例の要部ブロック図である。この超音波診断装置100は、超音波プローブ1と、受信信号処理部2と、I P処理部3と、バッファメモリ4と、入力装置5と、DSC6と、シネメモリ7と、補間処理部8と、CRT9とを具備して構成されている。なお、Bモード処理部などの通常の超音波診断装置の構成要素は、この発明と直接関係しないため、説明を省略する。

【0012】図2は、上記超音波診断装置100の動作を説明するフロー図である。ステップB1では、操作者が、入力装置5から、(フレーム数m、フレームピッチ τ)と、(投影方向 θi 、 ϕi 、I P処理の種類P)と、(シネ開始角 θs 、 ϕs 、I P処理の種類P s、シネ終了角 θe 、 ϕe 、シネ中間枚数 α)とを入力する。図3、図4に示すように、フレーム数mは、I P処理の対象となるフレームデータS1、S2、…、Snのうち、Smの数である。フレームピッチ τ は、各フレームデータS1をスキャンする時間間隔である。従って、操作者が超音波プローブ1をスキャン面に略垂直な方向(以下、これをプローブ移動方向H0)に速度vで移動させると、距離間隔($\tau \times v$)毎にフレームデータS1が得られることになる。例えば、1cm間隔で10枚のフレームデータS1～S10を得たいときは、操作者が超音波プローブ1を10秒かかって等速度で10cm移動させるものとした上で、(m、 τ)=(10、1秒)とすればよい。投影方向 θi は、プローブ移動方向H0をz軸とするx y z直交座標を想定したときに、所望の投影方向のx z面への射影をy軸方向に見てz軸と時計方向に射影がなす角度である。また、投影方向 ϕi は、同様に、所望の投影方向のy z面への射影をx軸方向に見てz軸と時計方向に射影がなす角度である。また、I P処理の種類Pは、最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つである。(θi 、 ϕi 、P

i)は、複数の組み合わせを入力できる。例えば、所望の投影方向がプローブ移動方向H0と一致する最大値投影像および所望の投影方向がプローブ移動方向H0と水平面内で90°の方向で最大値投影像を得たいときは、プローブ移動方向H0を図3に示すものとした上で、(θi 、 ϕi 、P1)=(0、0、最大値)および(θi 、 ϕi 、P1)=(90、0、最大値)とすればよい。

【0013】シネ開始角 θs 、 ϕs およびI P処理の種類P sは、シネ表示する最初の投影像についての前記投影方向 θi 、 ϕi およびI P処理の種類P iである。シネ終了角 θe 、 ϕe は、シネ表示する最後の投影像についての前記投影方向 θi 、 ϕi である。シネ中間枚数 α は、シネ開始角 θs 、 ϕs からシネ終了角 θe 、 ϕe までの間で得るべきI Pデータの数である。例えば、シネ表示の最初の投影方向がプローブ移動方向H0と一致し、最後の投影方向がプローブ移動方向H0と水平面内で90°の方向であり、中間では8枚のI Pデータを得ることとし、最大値の投影像をシネ表示したいときは、プローブ移動方向H0を図3に示すものとした上で、(θs 、 ϕs 、P s、 θe 、 ϕe 、 α)=(0、0、最大値、90、0、8)とすればよい。

【0014】図2に戻り、ステップB2では、操作者が、入力装置5からスキャン開始を指示すると共に、超音波プローブ1をプローブ移動方向H0に適當な速度vで移動させる。すると、スキャン開始指示から時間 τ 後に、最初のフレームデータS1が取得され、これがバッファメモリ4に記憶される。図5の(a)は、(θi 、 ϕi)=(0、0)の場合であり、最初のフレームデータS1がそのままバッファメモリ4に最初のI PデータU1として記憶される。図6の(a)は、(θi 、 ϕi)=(90、0)の場合であり、最初のフレームデータS1の各音線の同じ深さのデータ間でI P処理が行われ、その結果がI Pデータの第1行データとされ、その第1行データのみを持つ最初のI PデータU1がバッファメモリ4に記憶される。図7の(a)は、(θi 、 ϕi)=(θi 、0)の場合であり、最初のフレームデータS1がそのままバッファメモリ4に最初のI PデータU1として記憶される。

【0015】図2に戻り、ステップB3では、最初のフレームデータS1の取得から時間 τ 後に2番目のフレームデータS2が取得される。ステップB4では、フレームデータS2中の一つのデータについて投影方向に沿って対応するデータをバッファメモリ4に記憶したI PデータU1中から読み出し、前記フレームデータ中の一つのデータとの間でI P処理を行い、その結果をバッファメモリ4にI PデータU2として記憶する。図5の(b)は、(θi 、 ϕi)=(0、0)の場合であり、2番目のフレームデータS2中のデータと、それに対応するI PデータU1中のデータの間で、I P処理を行

い、その結果をバッファメモリ4に2番目の1PデータU2として記憶する。図6の(b)は、 $(\theta i, \phi i) = (90, 0)$ の場合であり、2番目のフレームデータS2の各線の同じ深さのデータ間で1P処理が行われ、その結果が1Pデータの第2行データとされ、その第2行データがバッファメモリ4から読み出した1PデータU1に合成され、前記第1行データと前記第2行データとを持つ2番目の1PデータU2がバッファメモリ4に記憶される。

【0016】図7の(b)は、 $(\theta i, \phi i) = (\theta 1, 0)$ の場合であり、2番目のフレームデータS2中のデータと、それに対応する1PデータU1中のデータの間で、1P処理を行い、その結果をバッファメモリ4に2番目の1PデータU2として記憶する。なお、任意の投影方向においては、2番目のフレームデータS2中の一つのデータについての投影面(U1)上の位置(白丸)に、対応するデータが存在しないのが普通である。この場合には、例えば、前記投影面(U1)上の位置(白丸)に最も近い1PデータU1中の一つのデータ(黒丸)を対応するデータとし、これとの間で1P処理を行う。あるいは、前記投影面(U1)上の位置(白丸)に近い複数のデータ(例えば当該位置(白丸)の両側2点(黒丸)のデータ)を対応するデータとし、これら複数のデータから補間演算で得た補間データと前記2番目のフレームデータS2中のデータとの間で1P処理を行う。あるいは、図7の(c)に示すように、まず、前記投影面(U1)上の位置(白丸)に最も近い1PデータU1中の一つのデータ(黒丸)を対応するデータとし、そのデータについてのスキャン面(S2)上の位置(白三角)に近い前記フレームデータS2中の複数のデータ(例えば当該位置(白三角)の両側2点(黒丸)のデータ)から補間演算により一つの補間データを得て、その補間データと前記1PデータU1中の一つのデータの間で1P処理を行う。

【0017】図2に戻り、ステップB5では、前記ステップB3、B4を、第mフレームデータSmまで繰り返す。ステップB6では、1P処理部3による前記ステップB2～B4の実行と並行して、DSC6で最新の1Pデータを画像化し、CRT9に表示する。図8の(a)に、1Pデータの画像表示のみを行う場合の画面レイアウト例を示す。図8の(b)に、投影方向が同じで、1P処理の種類が最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の4種類の投影像を並行して取得し、同時に表示する場合の画面レイアウト例を示す。図8の(c)に、1P処理の種類が同じで、投影方向 $(\theta i, \phi i)$ がアキシャル $(0, 0)$ 、コロナル $(90, 0)$ 、サジタル $(0, 90)$ の3種類の投影像を並行して取得し、最新のフレームの画像と同時に表示する場合の画面レイアウト例を示す。

【0018】図2に戻り、ステップB7では、1P処理

部3によりシネ表示のために得た複数の1Pデータをシネメモリ7に記憶する。そして、それら複数の1Pデータの間の角度の1Pデータを、消らかなシネ表示のために、1P処理部3による前記ステップB2～B4の実行と並行して補間処理部8で生成し、例えば1ピッチの1Pデータ群を得て、シネメモリ7に記憶する。ステップB6では、DSC6は、シネメモリ7から1Pデータ群中の一つの1Pデータを投影方向の変化する順に読み出し、画像化し、所定時間間隔で連続的にCRT9に表示する。

【0019】図9の(a)に、シネ開始角 $(\theta s, \phi s) = (-\theta 1, 0)$ 、シネ終了角 $(\theta e, \phi e) = (01, 0)$ 、シネ中間枚数 $a=3$ の場合に、1P処理部3により得られる各1Pデータの角度を示す。中間の1Pデータの角度 $(\theta c j, \phi c j)$ は、 $j=1, 2, \dots, a$ として、

$$\theta c j = j * (\theta e - \theta s) / (a + 1) + \theta s$$

$$\phi c j = j * (\phi e - \phi s) / (a + 1) + \phi s$$
 で算出される。図9の(b)に、シネ開始角 $(-\theta 1, 0)$ 、シネ終了角 $(\theta 1, 0)$ 、中間角 $(-\theta 2, 0)$ 、 $(0, 0)$ 、 $(\theta 2, 0)$ の投影像の表示およびシネ表示を同時に行う場合の画面レイアウト例を示す。

【0020】

【発明の効果】この発明の超音波診断装置における1P処理方法および超音波診断装置によれば、超音波診断装置において、最大値、最小値、平均値、最大値+最小値の少なくとも一つの投影像を、リアルタイムに得ることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の超音波診断装置の一実施例の要部ブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図3】患者Kと超音波プローブの移動方向の説明図である。

【図4】各フレームデータの位置関係の説明図である。

【図5】投影方向 $(0, 0)$ の場合の対応データの説明図である。

【図6】投影方向 $(90, 0)$ の場合の対応データの説明図である。

【図7】投影方向 $(\theta 1, 0)$ の場合の対応データの説明図である。

【図8】投影表示の画面レイアウトの説明図である。

【図9】シネ表示の画面レイアウトの説明図である。

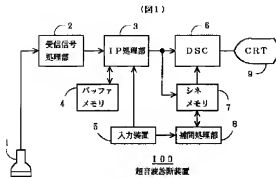
【図10】CTやMRIにおける1P処理方法のフローチャートである。

【符号の説明】

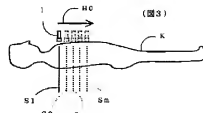
100 超音波診断装置
 2 受信信号処理部
 3 1P処理部

11			
4	バッファメモリ	* 7	シネメモリ
5	入力装置	8	補間処理部
6	DSC	* 9	CRT

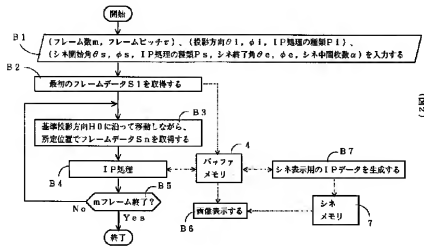
【図1】



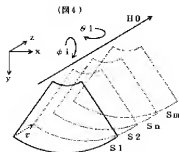
【図3】



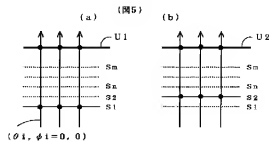
【図2】



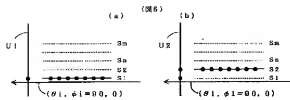
【図4】



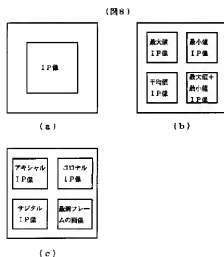
【図5】



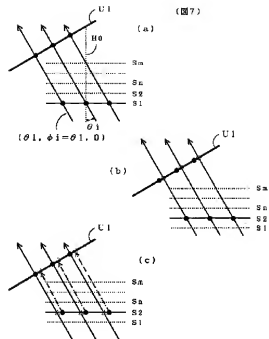
【図6】



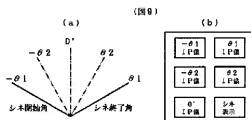
【図8】



【図7】



【図9】



【図10】

